

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re

U.S. Application of: Teruo FUJII, Yasuhiro SANDO, Yasuhisa FUJII and
Kusunoki HIGASHINO
For: MICROFLUIDIC DEVICE
U.S. Serial No.: To Be Assigned
Confirmation No.: To Be Assigned
Filed: Concurrently
Group Art Unit: To Be Assigned
Examiner: To Be Assigned

MAIL STOP PATENT APPLICATION

Commissioner for Patents

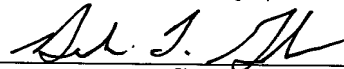
P.O. Box 1450

Alexandria, VA 22313-1450

EXPRESS MAIL MAILING LABEL NO.: EV 135134725 US
DATE OF DEPOSIT: SEPTEMBER 17, 2003
I hereby certify that this paper or fee is being deposited with the
United States Postal Service "Express Mail Post Office to Addressee"
service under 37 C.F.R. § 1.10 on the date indicated above and is
addressed to MAIL STOP PATENT APPLICATION, Commissioner for
Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450.

DERRICK T. GORDON

Name of Person Mailing Paper or Fee


Signature

September 17, 2003
Date of Signature

Dear Sir:

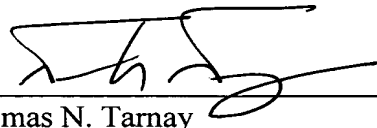
SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

Submitted herewith is a certified copy of Japanese Patent Application No.
2002-273237, filed September 19, 2002.

Priority benefit under 35 U.S.C. § 119/365 for the Japanese patent application is
claimed for the above-identified United States patent application.

Respectfully submitted,

By: _____


Thomas N. Tarnay
Reg. No. 41,341
Attorney for Applicants

TNT/llb

SIDLEY AUSTIN BROWN & WOOD LLP
717 N. Harwood, Suite 3400
Dallas, Texas 75201
Direct: (214) 981-3388
Main: (214) 981-3300
Facsimile: (214) 981-3400

September 17, 2003

DA1 271845v1

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 9月19日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-273237

[ST.10/C]:

[JP2002-273237]

出 願 人

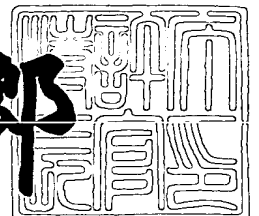
Applicant(s):

財団法人生産技術研究奨励会
ミノルタ株式会社

2003年 5月27日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3040384

【書類名】 特許願

【整理番号】 TL04614

【提出日】 平成14年 9月19日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 F04B 9/00

【発明の名称】 マイクロ流体デバイス

【請求項の数】 5

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都目黒区上目黒 5 - 1 7 - 1 - 2 0 7

 【氏名】 藤井 輝夫

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目 3 番 1 3 号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

 【氏名】 山東 康博

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目 3 番 1 3 号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

 【氏名】 藤井 泰久

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目 3 番 1 3 号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

 【氏名】 東野 楠

【特許出願人】

 【識別番号】 801000049

 【氏名又は名称】 財団法人生産技術研究奨励会

【特許出願人】

 【識別番号】 000006079

 【氏名又は名称】 ミノルタ株式会社

【代理人】

【識別番号】 100086933

【弁理士】

【氏名又は名称】 久保 幸雄

【電話番号】 06-6304-1590

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 010995

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9716123

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 マイクロ流体デバイス

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 接合面、ポンプ機構、および前記ポンプ機構に連通しかつ前記第 1 接合面に開口する流路が設けられたポンプユニットと、

前記第 1 接合面と接離可能に接合するための第 2 接合面、および前記第 2 接合面に開口して前記ポンプユニットの流路に接続可能な流路が設けられた流路ユニットと、を有し、

前記第 1 接合面を構成する材料および前記第 2 接合面を構成する材料の少なくとも一方が自己シール性を有する弾性材料である、

ことを特徴とするマイクロ流体デバイス。

【請求項 2】

第 1 接合面、ポンプ機構、および前記ポンプ機構に連通しかつ前記第 1 接合面に開口する第 1 流路が設けられたポンプユニットと、

第 2 接合面および前記第 2 接合面に開口する第 2 流路が設けられた流路ユニットと、

前記第 1 接合面と接合する第 3 接合面および前記第 2 接合面と接合する第 4 接合面を有し、かつ前記第 1 流路と前記第 2 流路とを互いに接続するための連通孔が設けられたシート状体と、を有し、

前記シート状体は、自己シール性を有する弾性材料で構成され、前記流路ユニットおよび前記ポンプユニットの少なくとも一方に対して接離可能に接合する、

ことを特徴とするマイクロ流体デバイス。

【請求項 3】

前記シート状体が、PDMSで構成されている、請求項 1 または 2 記載のマイクロ流体デバイス。

【請求項 4】

前記シート状体が、透光性を有する、請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載のマイクロ流体デバイス。

【請求項 5】

前記ポンプユニットおよび前記流路ユニットの少なくとも一方はシート状である、請求項 1 記載のマイクロ流体デバイス。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、化学分析や化学合成などを行うために用いられるマイクロ流体デバイスに関する。

【0002】

【従来の技術】

近年において、マイクロマシン技術を応用し、化学分析や化学合成などのための機器や手法を微細化して行う μ -TAS (Micro Total Analysis System) が注目されている。微細化された μ -TAS によると、従来の装置と比べて試料の必要量が少ない、反応時間が短い、廃棄物が少ない、などのメリットがある。また、医療分野に使用した場合には、血液など検体の量を少なくすることで患者の負担を軽減でき、また、試薬の量を少なくすることで検査のコストを下げることができる。さらに、検体および試薬の量が少ないことから、反応時間が大幅に短縮され検査の効率化が図れる。そして携帯性にも優れるため、医療分野、環境分析など、広い範囲でその応用が期待されている。

【0003】

さて、マイクロ流体システムを用いた化学分析、環境計測などでは、デバイス(チップ)上で送液、混合、検出を行うために、マイクロポンプやシリンジポンプなどの送液手段を必要とする。チップと送液手段とが切り離されて構成される場合には、両者を何らかのインタフェースで接続する必要があるが、その接続時に気泡が混入するといった問題が発生する。また、接続部分のデッドボリュームが大きくなるため、レスポンスが悪くなって精密な送液制御が困難であったり、無駄な検体や試薬を必要とすることになる。シリンジポンプなど外付けの送液手段をチップに接続した場合には、装置の全体が大きくなり、マイクロ流体システムの利点が生かせない。

【 0 0 0 4 】

シリコンマイクロマシニングを用いたマイクロポンプについては、特開平 1 0 - 2 9 9 6 5 9、特開平 1 0 - 1 1 0 6 8 1、特開 2 0 0 1 - 3 2 2 0 9 9 など、数々の報告がなされている。

【 0 0 0 5 】

【特許文献】

特開平 1 0 - 2 9 9 6 5 9

特開平 1 0 - 1 1 0 6 8 1

特開 2 0 0 1 - 3 2 2 0 9 9

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

上に述べたように、従来において、マイクロポンプ単体の構造、またはマイクロポンプと流路基板とを一体化したマイクロ流体デバイスなどが提案されている。

【 0 0 0 7 】

しかし、従来に提案されているそれらのマイクロ流体デバイスでは、内容の異なる分析または合成を行う場合に、それらの内容に応じて個々にマイクロ流体デバイスを構成しなければならなかった。すなわち、種々の分析または合成を行うとする場合に、それらの内容に合わせて流路を変更することが容易ではなかった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述の問題に鑑みてなされたもので、デッドボリュームが小さくてレスポンスが良好であり、分析または合成などの用途に応じて流路を容易に変更することのできるマイクロ流体デバイスを提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

本発明のマイクロ流体デバイスは、第 1 接合面、ポンプ機構、および前記ポンプ機構に連通しかつ前記第 1 接合面に開口する流路が設けられたポンプユニットと、前記第 1 接合面と接離可能に接合するための第 2 接合面、および前記第 2 接

合面に開口して前記ポンプユニットの流路に接続可能な流路が設けられた流路ユニットと、を有し、前記第 1 接合面を構成する材料および前記第 2 接合面を構成する材料の少なくとも一方が自己シール性を有する弾性材料からなる。

【 0 0 1 0 】

また、第 1 接合面、ポンプ機構、および前記ポンプ機構に連通しかつ前記第 1 接合面に開口する第 1 流路が設けられたポンプユニットと、第 2 接合面および前記第 2 接合面に開口する第 2 流路が設けられた流路ユニットと、前記第 1 接合面と接合する第 3 接合面および前記第 2 接合面と接合する第 4 接合面を有し、かつ前記第 1 流路と前記第 2 流路とを互いに接続するための連通孔が設けられたシート状体と、を有し、前記シート状体は、自己シール性を有する弾性材料で構成され、前記流路ユニットおよび前記ポンプユニットの少なくとも一方に対して接離可能に接合するように構成する。

【 0 0 1 1 】

好ましくは、前記シート状体が、PDMS で構成される。また、前記シート状体が、透光性を有する。前記ポンプユニットおよび前記流路ユニットの少なくとも一方をシート状とする。

【 0 0 1 2 】

本発明において、自己シール性とは、外力を加えなくとも漏液を生じない程度に接触対象面と密着しこれを維持する性質をいう。また、弾性材料には、人の素手の力によって弾性的な変形を生じさせることのできる程度の弾性を有する材料を含む。

【 0 0 1 3 】

【発明の実施の形態】

〔第 1 の実施形態〕

図 1 は本発明に係る第 1 の実施形態のマイクロ流体デバイス 1 の分解斜視図、図 2 はマイクロ流体デバイス 1 の正面断面図、図 3 はマイクロポンプチップ 1 1 の平面図、図 4 は流路チップ 1 3 の平面図、図 5 は流路チップ 1 3 を製作する工程の一部を説明する図、図 6 は圧電素子 1 1 2 の駆動電圧の波形の例を示す図である。

【 0 0 1 4 】

なお、図 1 において、流路チップ 1 3 に設けられた流路 1 4 1 および穴 1 4 2 , 1 4 3 が図の上面に露出しているかのように描かれているが、流路チップ 1 3 が透明であるためにそのように見えるだけであり、実際には以下に説明するようにそれらは流路チップ 1 3 の下面に設けられている。

【 0 0 1 5 】

図 1 および図 2 において、マイクロ流体デバイス 1 は、マイクロポンプチップ 1 1、ガラス基板 1 2、および流路チップ 1 3 からなる。

【 0 0 1 6 】

マイクロポンプチップ 1 1 は、シリコン基板 1 1 1、圧電素子 (P Z T) 1 1 2、および図示しないフレキシブル配線からなる。図の例では、マイクロポンプチップ 1 1 には、ディフューザー型の 2 つのマイクロポンプ MP 1, MP 2 が形成されている。これらのマイクロポンプ MP 1, MP 2 は互いに同じ構造であるから、以下においては一方のみについてその構造を説明する。

【 0 0 1 7 】

シリコン基板 1 1 1 は、例えば $17 \times 35 \times 0.2$ mm の大きさの長方形のシート状である。シリコン基板 1 1 1 は、シリコンウエハを公知のフォトリソグラフィ工程で所定の形状に加工して形成したものである。つまり、例えば、パターンニングされたシリコン基板を ICP ドライエッチング装置を用いて所定の深さまでエッチングする。シリコン基板 1 1 1 に形成された各マイクロポンプ MP は、ポンプ室 1 2 1、ダイヤフラム 1 2 2、第 1 絞り流路 1 2 3、第 1 流路 1 2 4、第 2 絞り流路 1 2 5、および第 2 流路 1 2 6 を有する。第 1 流路 1 2 4 の先端にはポート 1 2 4 P が、第 2 流路 1 2 6 の先端にはポート 1 2 6 P が、それぞれ設けられる。

【 0 0 1 8 】

第 1 絞り流路 1 2 3 は、その流入側と流出側との差圧が零に近いときは流路抵抗が低い、差圧が大きくなると流路抵抗が大きくなる。つまり圧力依存性が大きい。第 2 絞り流路 1 2 5 は、差圧が零に近いときの流路抵抗は第 1 絞り流路 1 2 3 の場合よりも大きい、圧力依存性がほとんどなく、差圧が大きくなっても

流路抵抗は余り変化せず、差圧が大きい場合に流路抵抗が第 1 絞り流路 1 2 3 よりも小さくなる。

【 0 0 1 9 】

このような流路抵抗特性は、流路を流れる液体（流体）が、差圧の大きさに応じて乱流となるようにするか、または差圧にかかわらず常に層流となるようにするか、によって得ることが可能である。具体的には、例えば、第 1 絞り流路 1 2 3 を流路長の短いオリフィスとし、第 2 絞り流路 1 2 5 を第 1 絞り流路 1 2 3 と内径が同じで流路長の長いノズルとすることによって実現することが可能である。

【 0 0 2 0 】

第 1 絞り流路 1 2 3 と第 2 絞り流路 1 2 5 のこのような流路抵抗特性を利用して、ポンプ室 1 2 1 に圧力を発生させるとともに、その圧力の変化の割合を制御することによって、流路抵抗の低い方に液体を吐出するようなポンプ作用を実現することができる。

【 0 0 2 1 】

つまり、ポンプ室 1 2 1 の圧力を上昇させるとともに、その変化の割合を小さくしておけば、差圧は余り大きくならないため第 1 絞り流路 1 2 3 の流路抵抗の方が第 2 絞り流路 1 2 5 の流路抵抗よりも小さく維持され、ポンプ室 1 2 1 内の液体は第 1 絞り流路 1 2 3 から吐出する（吐出工程）。そして、ポンプ室 1 2 1 の圧力を下降させるとともに、その変化の割合を大きくすれば、差圧が大きくなって第 1 絞り流路 1 2 3 の流路抵抗の方が第 2 絞り流路 1 2 5 の流路抵抗よりも大きくなり、第 2 絞り流路 1 2 5 からポンプ室 1 2 1 内に液体が流入する（吸入工程）。

【 0 0 2 2 】

これとは逆に、ポンプ室 1 2 1 の圧力を上昇させるとともに、その変化の割合を大きくすれば、差圧が大きくなって第 1 絞り流路 1 2 3 の流路抵抗の方が第 2 絞り流路 1 2 5 の流路抵抗よりも高くなり、ポンプ室 1 2 1 内の液体は第 2 絞り流路 1 2 5 から吐出する（吐出工程）。そして、ポンプ室 1 2 1 の圧力を下降させるとともに、その変化の割合を小さくすれば、差圧が小さくなって第 1 絞り流

路 1 2 3 の流路抵抗の方が第 2 絞り流路 1 2 5 の流路抵抗よりも小さくなり、第 1 絞り流路 1 2 3 からポンプ室 1 2 1 内に液体が流入する（吸入工程）。

【 0 0 2 3 】

このようなポンプ室 1 2 1 の圧力制御は、圧電素子 1 1 2 に供給する駆動電圧を制御し、ダイヤフラム 1 2 2 の変形の量およびタイミングを制御することによって実現される。例えば、圧電素子 1 1 2 に図 6（A）に示す波形の駆動電圧を印加することによってポート 1 2 4 P の側から吐出し、図 6（B）に示す波形の駆動電圧を印加することによってポート 1 2 6 P の側から吐出する。

【 0 0 2 4 】

図 6 において、印加する最大電圧 e_1 は、数ボルトから数十ボルト程度、最大で 1 0 0 ボルト程度である。また、時間 T_1 、 T_7 は $60 \mu s$ 程度、時間 T_2 、 T_6 は数 μs 程度、時間 T_3 、 T_5 は $20 \mu s$ 程度である。駆動電圧の周波数は 1 1 K H z 程度である。

【 0 0 2 5 】

なお、図 3 によく示されるように、第 1 流路 1 2 4 および第 2 流路 1 2 6 には、ポート 1 2 4 P およびポート 1 2 6 P に接続する部分において、幅 1 m m、長さ 4 m m、深さ 0. 2 m m 程度の長方八角形状の液溜めがそれぞれ設けられている。この液溜めは、液体の反射成分を吸収するダンパーとして作用し、マイクロポンプ M P の性能の向上を図るものである。

【 0 0 2 6 】

マイクロポンプ M P における液体との接触面には、熱酸化を施して親水化処理が行われている。これら 2 つのマイクロポンプ M P 1、2 は、フォトリソグラフィ工程において一括して加工されるので、寸法などのバラツキが少なく、送液特性の誤差が生じ難い。

【 0 0 2 7 】

ダイヤフラム 1 2 2 の外側の面には、上に述べた圧電素子 1 1 2 がはりつけられている。圧電素子 1 1 2 の駆動のための 2 つの電極は、圧電素子 1 1 2 の両側の表面に引き出され、図示しないフレキシブル配線と接続される。つまり、フレキシブル配線との接続のために、ダイヤフラム 1 2 2 の表面に透明電極膜である

I T O 膜が形成されており、I T O 膜の上に接着剤で圧電素子 1 1 2 の片方の面を接着する。これによって圧電素子 1 1 2 の片方の電極が I T O 膜と電氣的に接続され、その I T O 膜とフレキシブル配線とが接続される。また、圧電素子 1 1 2 の他の片方の面には金メッキが施され、その金メッキ部分にフレキシブル配線を直接に接続する。フレキシブル配線自体も、シリコン基板 1 1 1 に接着剤で接着され、これによって電極との接続部に無理な力がかからないようになっている。

【 0 0 2 8 】

ガラス基板 1 2 は、例えば、5 0 × 7 6 × 1 m m の大きさの長方形の板状であり、表面 1 2 a, 1 2 b は滑らかであり、全体が透明である。ガラス基板 1 2 として、例えば、パイレックスガラス (Pyrex は Corning Glass Works 社の登録商標)、テンパックスガラス (Tempax は Schott Glaswerk 社の登録商標) などが用いられる。これらは熱膨張率がマイクロポンプチップ 1 1 の材料とほぼ同じである。ガラス基板 1 2 には、ポート 1 2 4 P, 1 2 6 P と対応する位置に、直径が 1. 2 m m 程度の貫通孔 1 3 1, 1 3 2 が設けられている。なお、マイクロポンプ M P が 2 つあるので、実際にはこれら貫通孔 1 3 1, 1 3 2 が 2 組設けられている。

【 0 0 2 9 】

上に述べたマイクロポンプチップ 1 1 は、ガラス基板 1 2 の裏面 (表面 1 2 b) において 2 つの辺が一致する位置で陽極接合により接合されている。

【 0 0 3 0 】

これら、マイクロポンプチップ 1 1 とガラス基板 1 2 との接合体は、マイクロポンプユニット M U を構成する。マイクロポンプユニット M U は、上に述べたマイクロポンプ M P の作動によって、一方の貫通孔 1 3 2 から液体を吸い込み、他方の貫通孔 1 3 1 から液体を吐出する。また、圧電素子 1 1 2 に印加する駆動電圧を制御することによって、液体の吸入と吐出の方向を逆にすることができる。なお、マイクロポンプチップ 1 1 それ自体の構造については、従来の技術の項で述べた特開 2 0 0 1 - 3 2 2 0 9 9 を参照することができる。

【 0 0 3 1 】

流路チップ13は、例えば、 $50 \times 76 \times 3$ mmの大きさの長方形の板状であり、自己シール性を有する弾性材料からなり、透明または半透明であって透光性を有する。流路チップ13は、自己シール性を有するので、ガラス基板12の表面12aに載せるだけで、外力を加えなくともまた接着剤を用いなくとも自己吸着し、下側の表面13bがガラス基板12の表面12aに密着する。そして、それらの間にシール性が発揮され、かつ維持され、内部の液体は外部に漏れない。このような性質を有する材料として、例えば、シリコンゴムの一種であるPDMS (Polydimethylsiloxane) が用いられる。PDMSの市販品の例として、例えばDowCorning社製の「Sylgard184」がある。

【0032】

流路チップ13には、表面13bの側に、化学分析用または化学合成用の流路141がパターンニングされている。図の例では、流路141は、二股になった流路141a, 141bと、それらが合流して1つになった流路141cとからなる。流路141の寸法形状の例を挙げると、幅が $100\mu\text{m}$ 程度、深さが $100\mu\text{m}$ 程度の断面矩形の溝である。流路141cの方が2つの流路141a, 141bよりも断面積が大きくなっている。

【0033】

流路チップ13には、2つの流路141a, 141bの始端位置に、ガラス基板12の2つの貫通孔131に対応して、表面13aに貫通しない穴142, 143がそれぞれ設けられる。また、流路141cの終端位置に、表面13aに貫通する穴144が設けられる。穴144は、流路141を通過して不要になった液体を排出するためのものであり、他の穴よりも大きな径に形成されている。また、流路チップ13には、ガラス基板12の2つの貫通孔132に対応する位置に、内径が 4mm 程度の大きな穴145, 146が設けられる。穴145, 146は、マイクロ流体デバイス1の使用に際して、分析用の液体の液溜めとなる。これらの穴144, 145, 146は、例えば、パンチまたはドリルを用いて容易にあけることが可能である。

【0034】

流路チップ13は、上に述べたように自己シール性を有するので、ガラス基板

12の表面12aに載せるだけで密着してシールされ、極めて簡単にかつ容易にマイクロ流体デバイス1を構成することができる。また、ガラス基板12から流路チップ13を引き剥がすことによってそれらが容易に分離するので、流路チップ13の洗浄を行ったり、他の流路構成の流路チップ13に容易に交換することができる。また、流路チップ13の厚さは数mm程度と薄く、携帯性、作業性が良い。さらに、流路チップ13を用いたマイクロ流体デバイス1を検出用の種々の装置などに搭載する際にも殆どスペースを取らないというメリットもある。

【0035】

このような流路チップ13は次のようにして製作することができる。つまり、図5に示すように、シリコン基板151上に厚膜レジスト152をスピンコートし、フォトリソグラフィ工程によって流路141の部分が凸になった母型BKを作成する。その母型BKに、PDMSを流し込み、加熱硬化させる。硬化したチップ153を母型BKから剥離することにより完成する。母型BKは繰り返し使用できるので、流路チップ13を容易に安価に大量生産することができる。なお、厚膜レジスト152の材料として、例えばMicroChem社製のSU-8を用いることができる。

【0036】

上のように構成されたマイクロ流体デバイス1は、次のように動作する。

【0037】

すなわち、分析用または合成用の二種類の液体を穴145，146から供給する。液体は、穴145，146から貫通孔132，132を経てポート126P，126Pに導入される。マイクロポンプMP1，2によってポート124P，124Pから吐出され、貫通孔131，131を経て穴142，143に流入する。穴142，143から、流路141a，141bを通り、二種類の液体は合流点GTで合流し、流路141cに入って層流状の流れとなる。二種類の液体は、流路141cを流れている間に、自発的な拡散によって次第に混合し、所定の反応を行う。流路141の下流において、その反応に応じた検出、例えば、発光の検出、蛍光の検出、比色、比濁、散乱光の検出などを行う。液体は最終的には穴144から排出される。

【 0 0 3 8 】

なお、上に述べたように液体をポート 1 2 4 P から送り出す場合には、圧電素子 1 1 2 に図 6 (A) に示すような駆動電圧を印加する。また、ポート 1 2 4 P から送り出した液体を逆流させたい場合には、圧電素子 1 1 2 に図 6 (B) に示すような駆動電圧を印加する。逆流を行わせるのは、例えば、一種類の液体のみを用いる場合に可逆変化を何回も観察する場合に有効である。

【 0 0 3 9 】

上のように構成したマイクロ流体デバイス 1 は、極めて小型であり、携帯性、作業性に優れる。マイクロポンプチップ 1 1 とガラス基板 1 2 とが一体であり、かつガラス基板 1 2 の表面 1 2 a に流路チップ 1 3 が直接に密着するので、液体中に気泡が混入するといった問題の発生するおそれがない。マイクロポンプユニット MU と流路チップ 1 3 との接続の相性が非常に良く、接続部品を用いることなく 1 つの分析ユニットまたは実験ユニットを構成することができる。また、マイクロポンプ MP と流路チップ 1 3 の流路 1 4 1 との間のデッドボリュームが極めて小さいので、マイクロポンプ MP の動作が流路 1 4 1 の液体の動きに直接に反映されてレスポンスが良好であり、精密な送液制御が容易である。例えば、流路 1 4 1 に液体を送り出すタイミング、液量、液量の変化率、送り方向などを容易に正確に制御することができる。無駄な検体や試薬を必要としない。

【 0 0 4 0 】

そして、分析または合成などの内容に応じて、流路チップ 1 3 を容易に取り替えることができる。したがって、流路の構成を容易に変更することができる。また、使用した流路チップ 1 3 を容易に取り外し、エタノールなどで洗浄して再使用することができ、その作業が容易である。マイクロ流体デバイス 1 に使用する液体は、水溶性でなくてもよく、液体の種類を選ばない。

【 0 0 4 1 】

また、マイクロポンプチップ 1 1 を駆動するために数十ボルトの低い電圧を印加すればよいので、例えば従来に用いられている電気泳動チップが数 K V の電圧を要するのと比較すると、その駆動、制御、取り扱いが容易である。

【 0 0 4 2 】

流路チップ 1 3 の材料として用いた P D M S は、光透過性に優れており、流路 1 4 1 を流れる液体の観察、液体による透過光または反射光の検出にも都合が良い。しかし、必ずしも P D M S である必要はない。例えばシリコン系のゴムのように、自己シールが可能な弾性体（軟弾性体）であればよい。

【 0 0 4 3 】

図 7 は流路 1 4 1 の合流点 G T の近辺における液体の状態を示す図である。

【 0 0 4 4 】

マイクロポンプ M P 1, M P 2 の各圧電素子 1 1 2 は、互いに独立して制御することができる。例えば、駆動電圧、波形、周波数などを別個に変化させることにより、各マイクロポンプ M P 1, M P 2 で送り出される二種類の液体 A, B の送液バランスを制御することができる。

【 0 0 4 5 】

図 7 (A) (B) (C) は、送液割合 A 対 B が、それぞれ、1 対 1、1 対 4、4 対 1 の場合を示す。これは、例えば、圧電素子 1 1 2 に印加する駆動電圧の大きさの割合 A 対 B を、それぞれ、1 対 1、1 対 2、2 対 1 とすることにより実現することができる。実際の電圧として、例えば、1 0 ボルト対 1 0 ボルト、1 0 ボルト対 2 0 ボルト、2 0 ボルト対 1 0 ボルトとする。マイクロポンプ M P の吐出量は、通常、駆動電圧の大きさに比例するが、各流路 1 4 1 a, 1 4 1 b から合流点 G T に流れ込む液体の勢いによって実際の流量が影響されるので、吐出量の比が送液割合と一致しないことが多い。

【 0 0 4 6 】

また、各マイクロポンプ M P 1, M P 2 によって送液を行いながら、送液割合 A 対 B を変化させることができる。例えば、図 7 (D) に示すように、送液割合 A 対 B を直線状に変化させ、二種類の液体 A, B の混合液に濃度勾配や p H 勾配をつけることもできる。

【 0 0 4 7 】

いずれにしても、駆動電圧の制御によって、二種類の液体 A, B の量を制御し、流路 1 4 1 における所望の反応を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

また、2つの流路141a, 141bの合流点GTにおける交差角度を種々選択することによって、送液割合を調整することが可能である。

〔第1の実施形態における変形例〕

次に、上の実施形態における変形例のマイクロ流体デバイスについて説明する。

【0049】

上に述べたマイクロ流体デバイス1においては、マイクロポンプチップ11に2つのマイクロポンプMP1, MP2を設けたが、1つまたは3つ以上のマイクロポンプMPを設けてもよい。また、各マイクロポンプMPの吐出量、吐出圧力などの仕様を異ならせてもよい。

【0050】

図8は、1つのマイクロポンプMP3を設けたマイクロポンプチップ11Bを用い、これに、ガラス基板12B、流路チップ13Bを組み合わせたマイクロ流体デバイス1Bの斜視図である。

【0051】

図9は、マイクロ流体デバイス1Bの流路チップ13Bを取り除いた状態を示す斜視図である。

【0052】

図8に示すように、流路チップ13Bの流路141Bは、多数回にわたって蛇行し、流路の全長が長くなるように構成される。流路が長いため、穴145Bから注入された液体が排出用の穴144に達するまでに数分～数十分の時間を要する。

【0053】

図9に示すように、ガラス基板12Bの表面12Baには、種々の幅寸法を有したITO膜133がパターンニングされている。ITO膜133の上面には、保護層としてPDMSがコーティングされている。ITO膜133には電流が供給され、その幅寸法に応じて発熱する。例えば、各ITO膜133に同じ大きさの電流を流すことによって、幅寸法の大きさに応じた発熱量が得られる。例えば、各ITO膜133によって、流路141Bが、92°C、74°C、53°Cな

どとなるように加熱することができる。このような状態で、流路 1 4 1 B にサンプル液を流すと、サンプル液は熱サイクルを繰り返しながら排出用の穴 1 4 4 に達する。その際に、サンプル液に DNA を加えて送液すると、PCR (Polymerase Chain Reaction) により、穴 1 4 4 からは DNA が増幅された液を取り出すことができる。

【 0 0 5 4 】

また、上に述べたマイクロ流体デバイス 1 は、1 枚のガラス基板 1 2 に 1 枚のマイクロポンプチップ 1 1 を接合したが、2 枚以上のマイクロポンプチップ 1 1 を接合してもよい。

【 0 0 5 5 】

図 1 0 は、1 枚のガラス基板 1 2 C に 2 つのマイクロポンプチップ 1 1 C a, 1 1 C b を接合して構成したマイクロ流体デバイス 1 C を示す図、図 1 1 は、同様に 2 つのマイクロポンプチップ 1 1 D a, 1 1 D b を接合して構成したマイクロ流体デバイス 1 D を示す図である。

【 0 0 5 6 】

これらのマイクロ流体デバイス 1 C, 1 D は、種々の液体による種々の反応シーケンスに応じた送液を行うことができる。

【 0 0 5 7 】

また、マイクロポンプ MP の方式として、上に述べた以外の種々の方式のものを採用することが可能である。例えば、形状の異なる第 1 絞り流路 1 2 3 と第 2 絞り流路 1 2 5 とを設ける代わりに、弁の働きをする能動部材をそれぞれ設けたマイクロポンプ、その他の構造のマイクロポンプを用いることができる。

〔第 2 の実施形態〕

次に第 2 の実施形態のマイクロ流体デバイスについて説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 2 は第 2 の実施形態のマイクロ流体デバイス 1 E の正面断面図である。

【 0 0 5 9 】

第 1 の実施形態においては、マイクロポンプチップ 1 1 とガラス基板 1 2 とで構成されるマイクロポンプユニット MU の上に、自己シール性を有する流路チッ

プ 1 3 を自己吸着させた。これに対して、第 2 の実施形態のマイクロ流体デバイス 1 E は、図 1 2 に示すように、マイクロポンプチップ 1 1 とガラス基板 1 2 とで構成されるマイクロポンプユニット MU と流路チップ 1 3 との間に、自己シール性を有するシート 1 4 を挟んで構成する。シート 1 4 は、例えば P D M S からなる。シート 1 4 には、ガラス基板 1 2 に設けられた貫通孔 1 3 1 と流路チップ 1 3 に設けられた穴 1 4 2、1 4 3 とを互いに接続するための連通孔 1 6 1、および貫通孔 1 3 2 と穴 1 4 5 とを互いに接続するための連通孔 1 6 2 が設けられる。

【 0 0 6 0 】

シート 1 4 の表面 1 4 a、1 4 b は滑らかであり、全体が透明または半透明であって透光性を有する。上側の表面 1 4 a は流路チップ 1 3 の表面 1 3 b と接合し、下側の表面 1 4 b はガラス基板 1 2 の表面 1 3 a と接合する。上に述べた連通孔 1 6 1、1 6 2 は、これら表面 1 4 a、1 4 b に開口する。

【 0 0 6 1 】

このように構成されたマイクロ流体デバイス 1 E によると、シート 1 4 が自己シール性を有するので、シート 1 4 とガラス基板 1 2 との接合が容易であるとともに、流路チップ 1 3 が自己シール性を有していなくても、流路チップ 1 3 をシート 1 4 に容易に接合することができる。つまり、流路チップ 1 3 の材料として、PMMA、PC、POM、他のプラスチック、ガラス、シリコン、セラミックス、ポリマーなどの硬質な材料を用いることができる。種々の型成形によって大量生産することが可能である。なお、流路チップ 1 3 の表面 1 3 b はシート 1 4 の表面 1 4 a と接合可能なように滑らかにしておく必要がある。

〔第 2 の実施形態における変形例〕

図 1 3 は変形例のマイクロ流体デバイス 1 F を示す斜視図である。

【 0 0 6 2 】

マイクロ流体デバイス 1 F は、マイクロポンプチップ 1 1、ガラス基板 1 2、および自己シール性を有するシート 1 4 から構成されている。つまり、上に述べたマイクロ流体デバイス 1 E から流路チップ 1 3 を取り除いたものである。

【 0 0 6 3 】

このマイクロ流体デバイス 1 F は、流路チップ 1 3 が設けられていないので、マイクロ流体デバイスとしては未完成であるが、流路チップ 1 3 を取り付けることによってマイクロ流体デバイスを完成させることのできるマイクロポンプユニットとして機能する。つまり、マイクロ流体デバイス 1 F によると、任意の流路 1 4 1 を有する流路チップ 1 3 を容易に取り付けることができ、種々の回路のマイクロ流体デバイスを容易に構成することができる。

【 0 0 6 4 】

図 1 4 は他の変形例のマイクロ流体デバイス 1 G を示す正面断面図、図 1 5 は図 1 4 のマイクロ流体デバイス 1 G の斜視図、図 1 6 はさらに他の変形例のマイクロ流体デバイス 1 H を示す正面断面図、図 1 7 および図 1 8 はさらに他の変形例のマイクロ流体デバイス 1 J, 1 K を示す斜視図である。

【 0 0 6 5 】

図 1 4 および図 1 5 に示すマイクロ流体デバイス 1 G は、上に述べた他のマイクロ流体デバイス 1 ~ 1 F のようにガラス基板が大きくなり、ガラス基板 1 2 G、シート 1 4 G、および流路チップ 1 3 G が、マイクロポンプチップ 1 1 G と同じ大きさである。つまり、それらが全部同じ大きさであり、表面積が小さい。したがって、マイクロ流体デバイス 1 G はその全体がさらにコンパクトである。マイクロ流体デバイス 1 H ~ 1 K についても同様である。

【 0 0 6 6 】

また、マイクロ流体デバイス 1 G では、マイクロポンプチップ 1 1 G、ガラス基板 1 2 G、およびシート 1 4 G で構成されるマイクロポンプユニット MU に対して、流路チップ 1 3 G を取り付ける際の位置決めが容易に確実に行えるようになっている。

【 0 0 6 7 】

すなわち、シート 1 4 G には、連通孔 1 6 1, 1 6 2 の設けられた位置と同心位置に、円柱状のザグリ穴 1 6 3, 1 6 4 が設けられており、流路チップ 1 3 G には、ザグリ穴 1 6 3, 1 6 4 に嵌合するボス 1 7 1, 1 7 2 が設けられている。

【 0 0 6 8 】

したがって、流路チップ13GをマイクロポンプユニットMUに取り付ける場合に、流路チップ13Gのボス171, 172をシート14Gのザグリ穴163, 164に嵌入させることによって、シート14Gの自己シール性によって自己吸着する。これによって、流路チップ13Gの取り付けが一層容易にかつ確実に、位置合わせが確実に行われることからマイクロ流体デバイス1Gの動作が一層安定する。また、運搬時においてもそれらの位置がずれることがないから、持ち運びや取り扱いが容易になる。

【0069】

図16に示すマイクロ流体デバイス1Hでは、ザグリ穴163H, 164Hおよびボス171H, 172Hが、円錐台状になっている。この例では、ザグリ穴163H, 164Hがテーパ状に拡がっているので、挿入が一層容易である。

【0070】

図17に示すマイクロ流体デバイス1Jでは、マイクロポンプチップ11J、ガラス基板12J、およびシート14Jで構成されるマイクロポンプユニットMUには位置決め用の円柱状の長い穴165, 165を設け、流路チップ13Jには、穴165, 165に嵌入するピン173, 173を設ける。各ピン173をこれら穴165に差し込むことにより、マイクロポンプユニットMUと流路チップ13Jとの位置決めを行う。

【0071】

図18に示すマイクロ流体デバイス1Kでは、マイクロポンプチップ11K、ガラス基板12K、およびシート14Kで構成されるマイクロポンプユニットMUの側面に、位置決め用の直方体状の切り欠き部166, 166を設け、流路チップ13Kには、切り欠き部166, 166に嵌合する突起174, 174を設ける。突起174を切り欠き部166に嵌め込むことにより位置決めを行う。

【0072】

これらによっても、マイクロポンプユニットMUと流路チップ13J, 13Kとの位置決めが容易に確実に行える。

【0073】

なお、図17および図18に示すマイクロ流体デバイス1J, 1Kにおいて、

図 1 5 のマイクロ流体デバイス 1 G で説明したボス 1 7 1, 1 7 2 およびザグリ穴 1 6 3, 1 6 4 はなくてもよい。

【 0 0 7 4 】

上に述べた実施形態において、マイクロ流体デバイス 1 ~ 1 K またはマイクロポンプユニット MU が本発明のマイクロ流体デバイスに相当する。また、マイクロポンプユニット MU は本発明のポンプユニットにも相当し、マイクロポンプユニット MU において、例えば、ガラス基板 1 2 の表面 1 2 a が本発明の第 1 接合面に、マイクロポンプチップ 1 1 またはマイクロポンプ MP が本発明のポンプ機構に、貫通孔 1 3 1, 1 3 2 が本発明の流路または第 1 の流路に、それぞれ相当する。

【 0 0 7 5 】

また、流路チップ 1 3, 1 3 B などが本発明の流路ユニットに相当し、例えば流路チップ 1 3 において、表面 1 3 b が本発明の第 2 接合面に、穴 1 4 2 ~ 1 4 6 が本発明の流路または第 2 流路に相当する。

【 0 0 7 6 】

また、シート 1 4 G, 1 4 J などが本発明のシート状体に相当し、例えば、その一方の表面 1 4 a が本発明の第 4 接合面に、他方の表面 1 4 b が本発明の第 3 接合面に、連通孔 1 6 1, 1 6 2 が本発明の連通孔に相当する。

【 0 0 7 7 】

上に述べた種々の実施形態および変形例において、マイクロ流体デバイスの平面形状として、正方形、長方形、多角形、円形、楕円形、その他の種々の形状とすることが可能である。流路チップの構造、構成、材質、流路の構成、パターン、長さ、断面の形状および寸法などは、種々のものを用いることができる。マイクロポンプチップのマイクロポンプ MP の構成、構造、原理、方式、形状、寸法、駆動方法などは、上に述べた以外の種々のものとすることができる。その他、マイクロ流体デバイスの全体または各部の構造、形状、寸法、個数、材質などは、本発明の趣旨に沿って適宜変更することができる。

【 0 0 7 8 】

本発明に係るマイクロ流体デバイスは、環境、食品、生化学、免疫学、血液学

、這伝子分析、合成、創薬など、さまざまな分野の反応に適用することができる。

【 0 0 7 9 】

また、本発明の実施形態には、次のマイクロ流体デバイスが含まれる。なお、括弧内の要素は、各括弧の直前の要素に対応する請求項に記載の要素を示す。

(1) 流路が形成され、第1接合面(第2接合面)を有する流路ユニットと、ポンプ機構および当該ポンプ機構に連通する流路が設けられ、前記第1接合面と接離可能に接合するための第2接合面(第1接合面)を有するポンプユニットと、を有し、前記流路ユニットと前記ポンプユニットとのうち少なくとも一方に、接合時の位置決め手段が設けられているマイクロ流体デバイス。

(2) 第1接合面(第2接合面)を有し、当該第1接合面に望む第1流路(第2流路)が形成された流路ユニットと、第2接合面(第1接合面)を有するとともに、ポンプ機構および当該ポンプ機構に連通しかつ前記第2接合面に望む第2流路(第1流路)が設けられたポンプユニットと、前記第1流路と前記第2流路とを接続するための連通孔が設けられ、前記第1接合面と接合する第3接合面(第4接合面)と前記第2接合面と接合する第4接合面(第3接合面)とを有した弾性部材(シート状体)と、を有し、前記流路ユニット、前記ポンプユニット、および前記弾性部材のうち少なくとも1つに、接合時の位置決め手段が設けられているマイクロ流体デバイス。

【 0 0 8 0 】

【発明の効果】

本発明によると、デッドボリウムが小さくてレスポンスが良好であり、分析または合成などの用途に応じて流路を容易に変更することのできるマイクロ流体デバイスを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係る第1の実施形態のマイクロ流体デバイスの分解斜視図である。

【図2】

マイクロ流体デバイスの正面断面図である。

【図 3】

マイクロポンプチップの平面図である。

【図 4】

流路チップの平面図である。

【図 5】

流路チップを製作する工程の一部を説明する図である。

【図 6】

圧電素子の駆動電圧の波形の例を示す図である。

【図 7】

流路の合流点の近辺における液体の状態を示す図である。

【図 8】

変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 9】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 1 0】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 1 1】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 1 2】

第 2 の実施形態のマイクロ流体デバイスの正面断面図である。

【図 1 3】

変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 1 4】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す正面断面図である。

【図 1 5】

図 1 4 のマイクロ流体デバイスの斜視図である。

【図 1 6】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す正面断面図である。

【図 1 7】

他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【図 1 8】

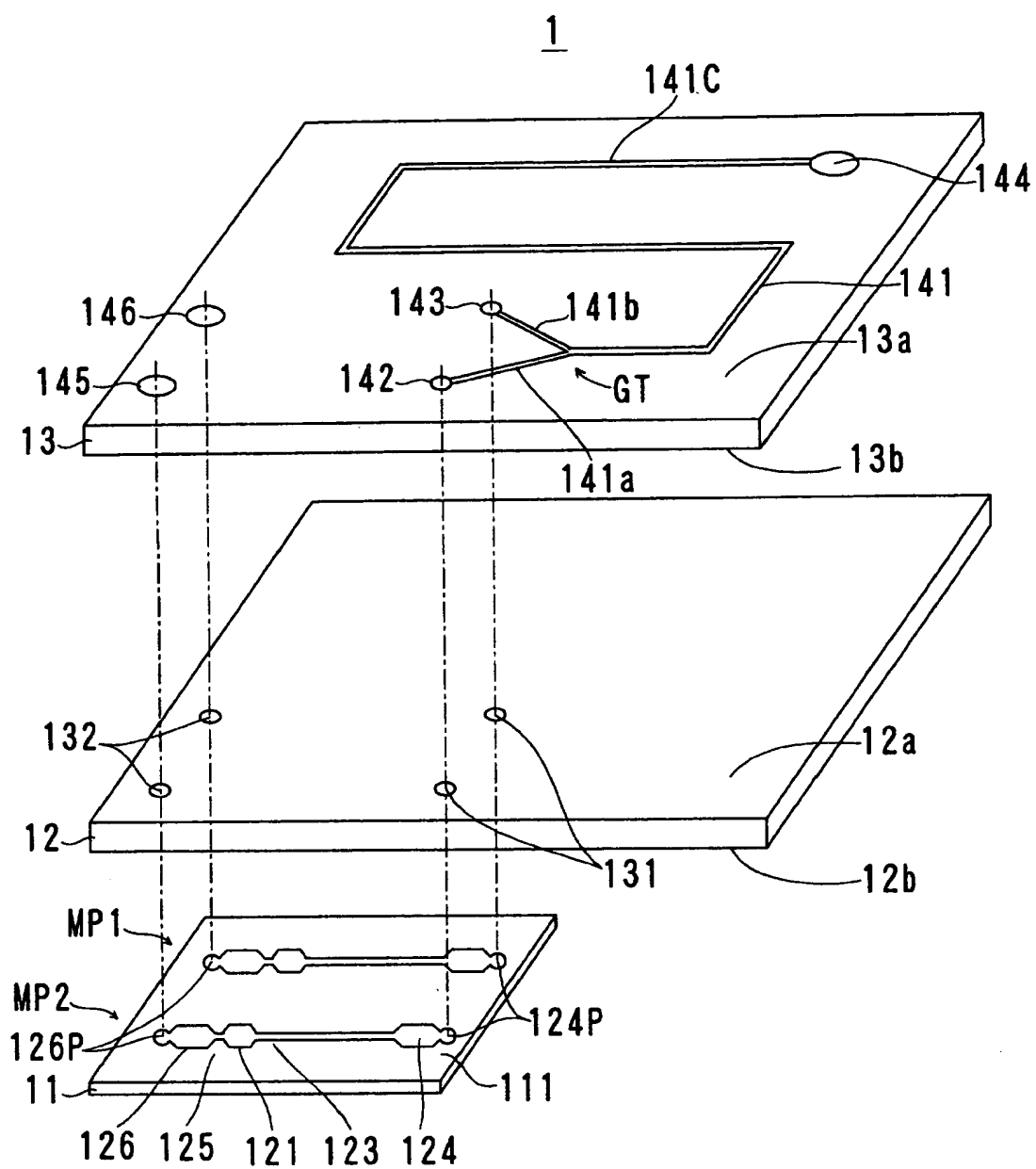
他の変形例のマイクロ流体デバイスを示す斜視図である。

【符号の説明】

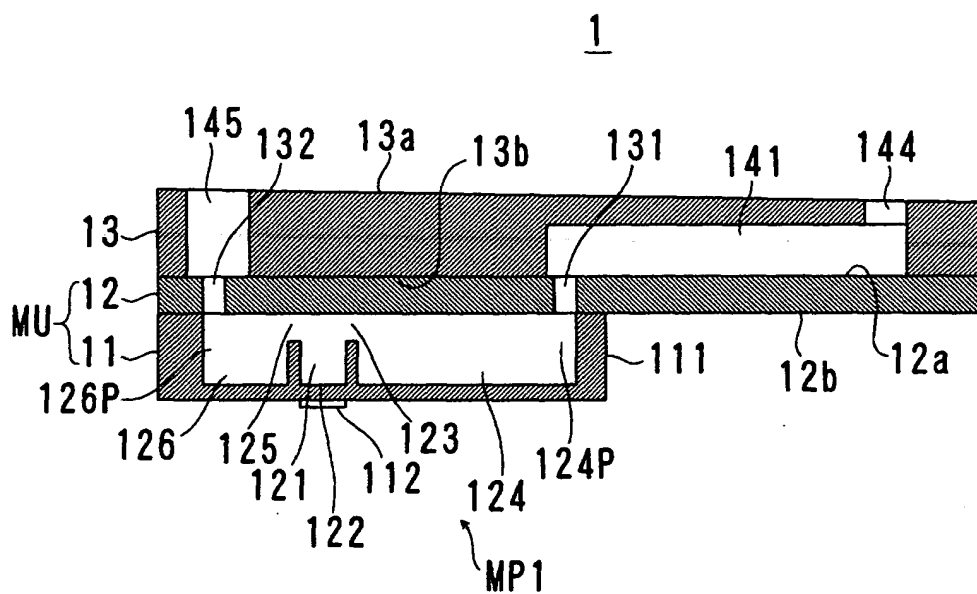
- 1, 1 B ~ 1 K マイクロ流体デバイス
- 1 1 マイクロポンプチップ (ポンプ機構)
- 1 2 ガラス基板
- 1 2 a 表面 (第 1 接合面)
- 1 3, 1 3 B 流路チップ (流路ユニット)
- 1 3 1, 1 3 2 貫通孔 (流路、第 1 の流路)
- 1 3 b 表面 (第 2 接合面)
- 1 4 2 ~ 1 4 6 穴 (流路、第 2 流路)
- 1 4 G, 1 4 J シート (シート状体)
- 1 4 a 表面 (第 4 接合面)
- 1 4 b 表面 (第 3 接合面)
- 1 6 1, 1 6 2 連通孔
- MU マイクロポンプユニット (マイクロ流体デバイス、ポンプユニット)
- MP マイクロポンプ (ポンプ機構)

【書類名】 図面

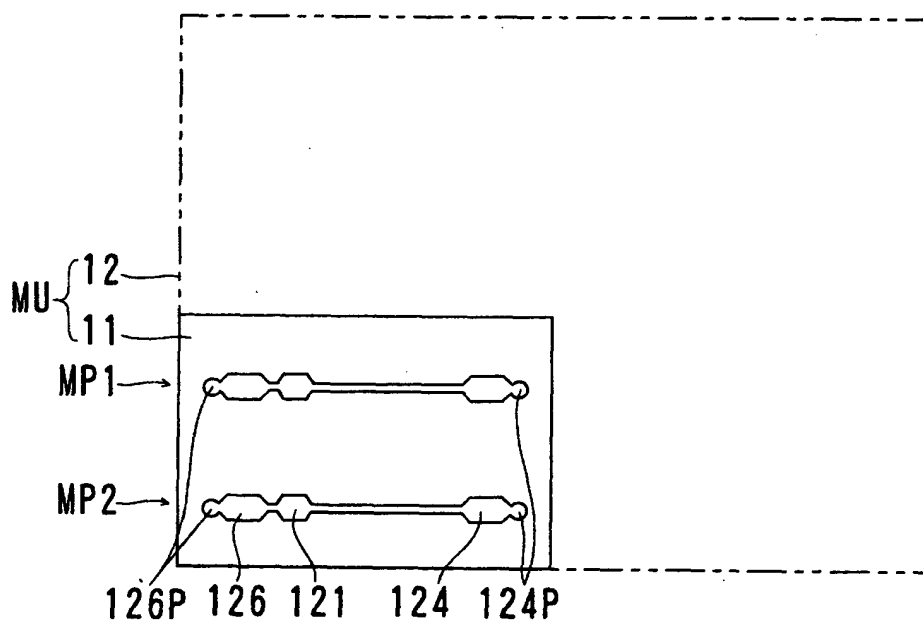
【図 1】



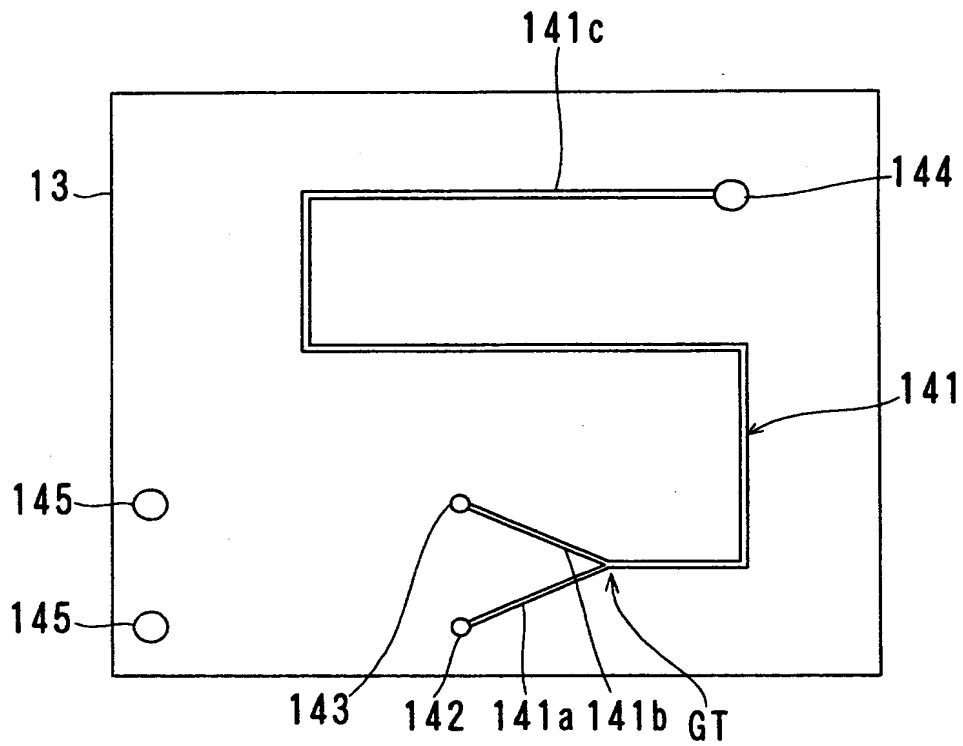
【図2】



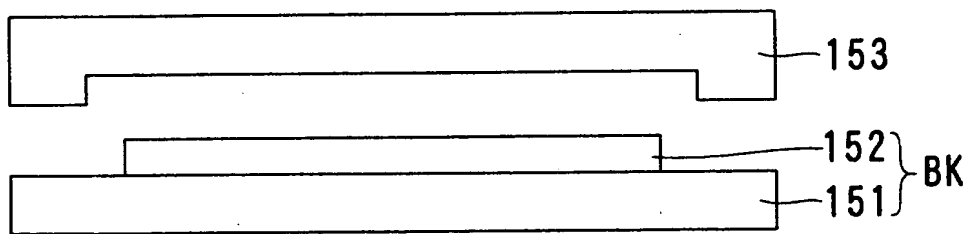
【図3】



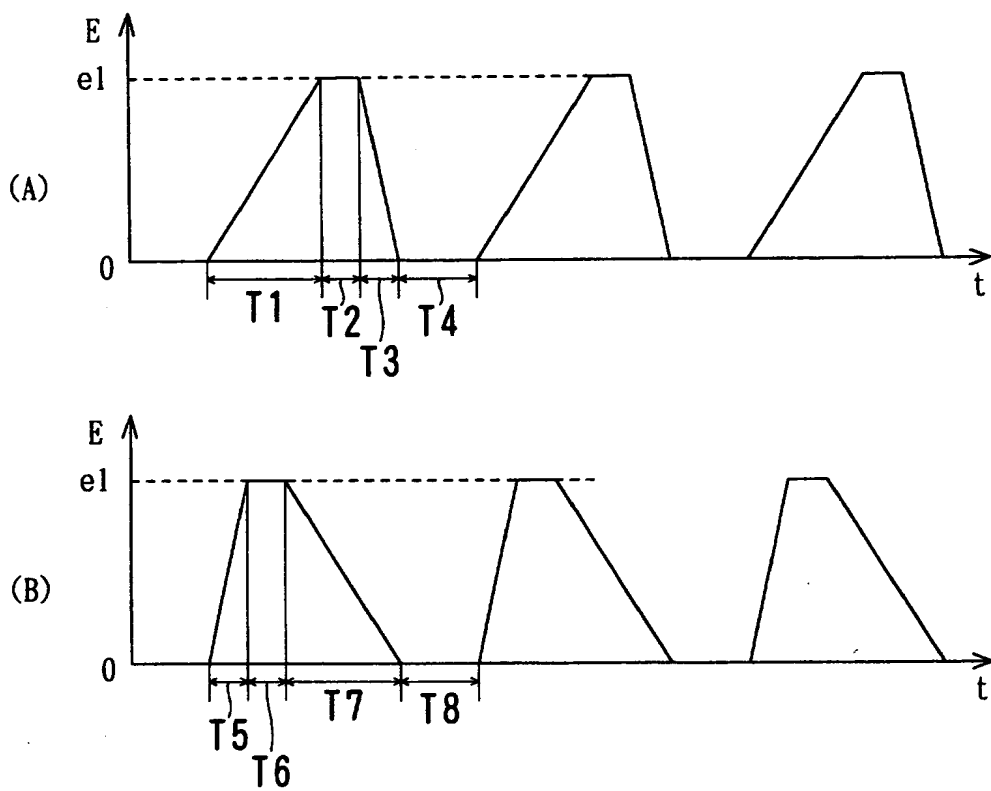
【図4】



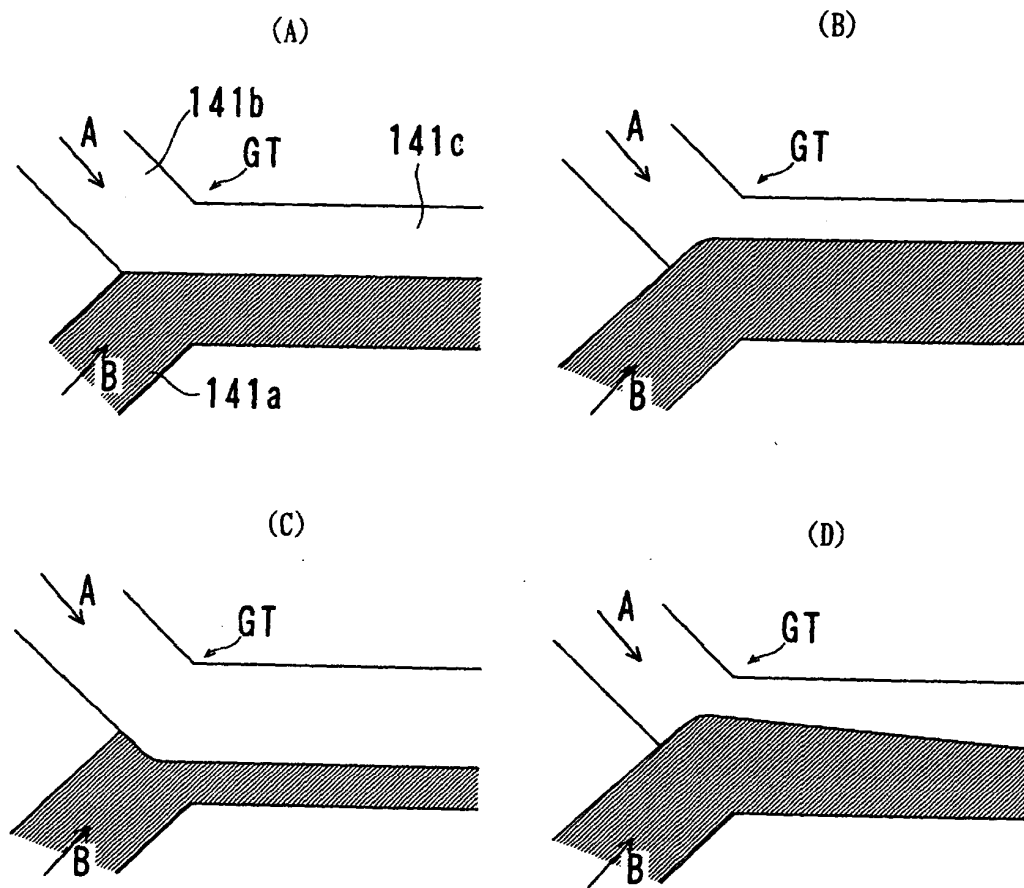
【図5】



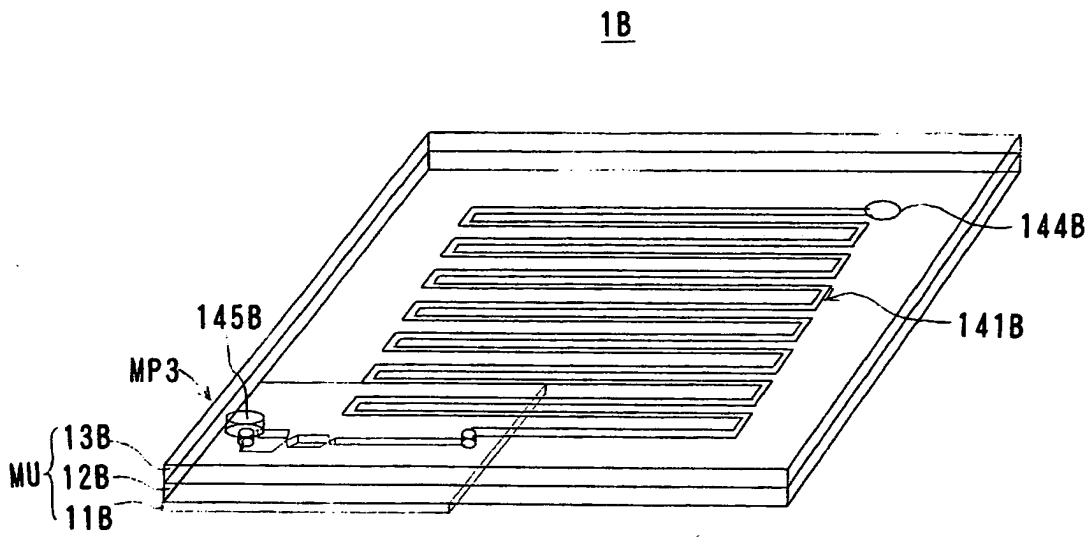
【図 6】



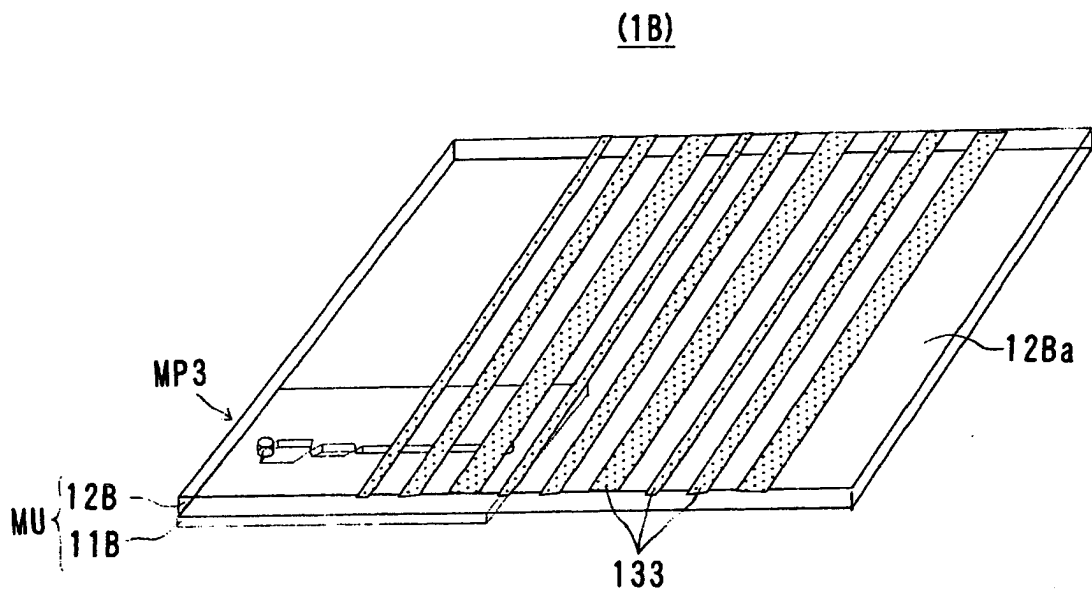
【図7】



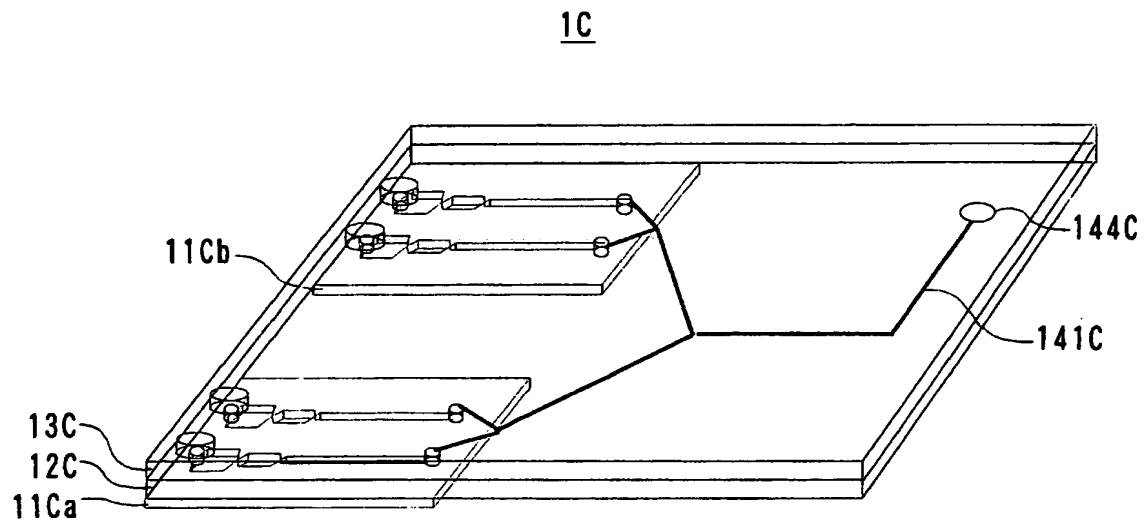
【図 8】



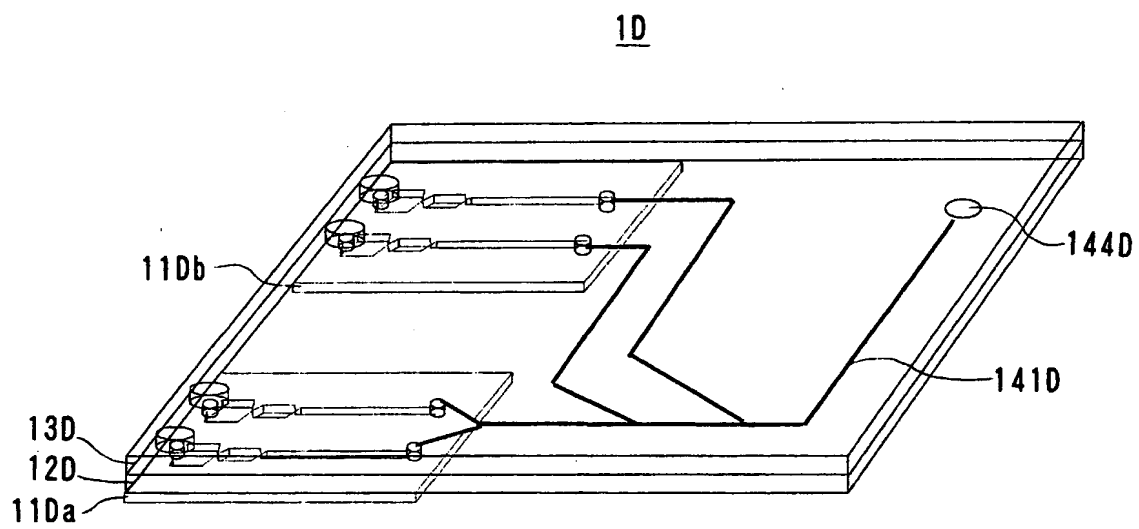
【図 9】



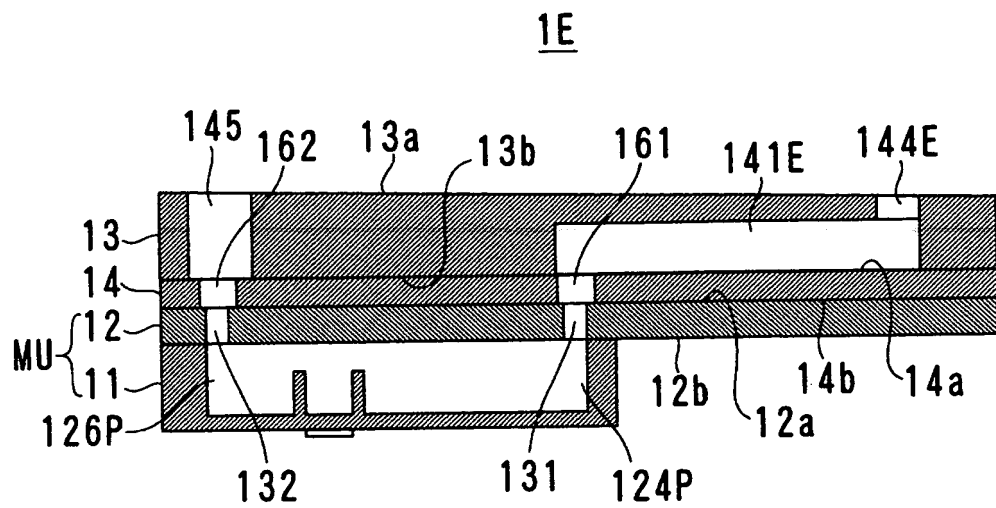
【図 10】



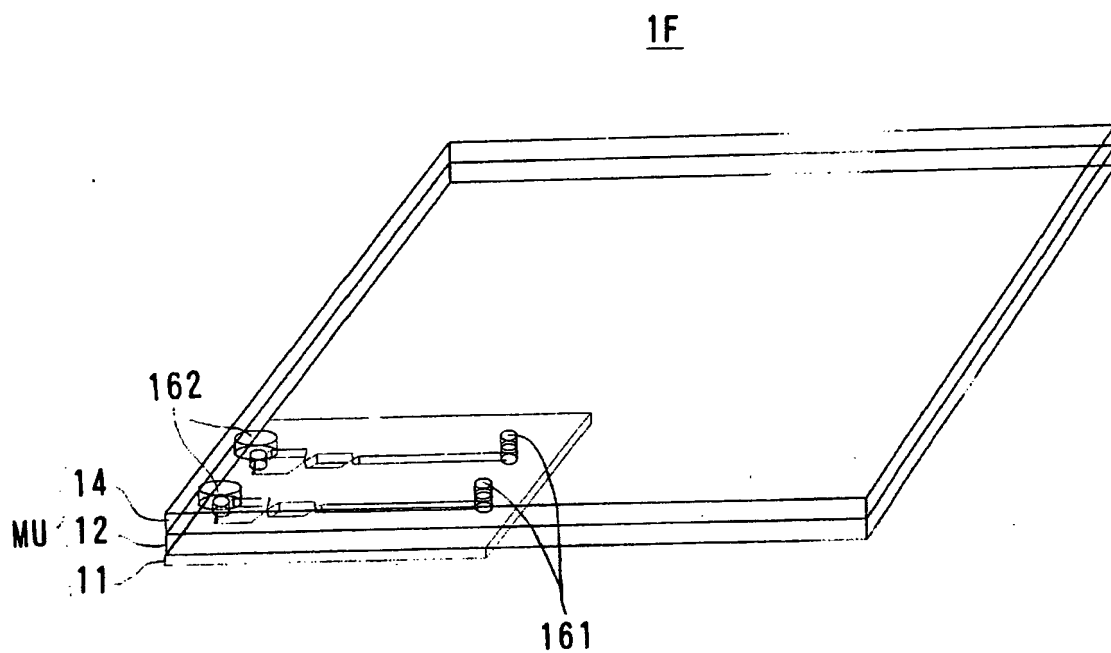
【図 11】



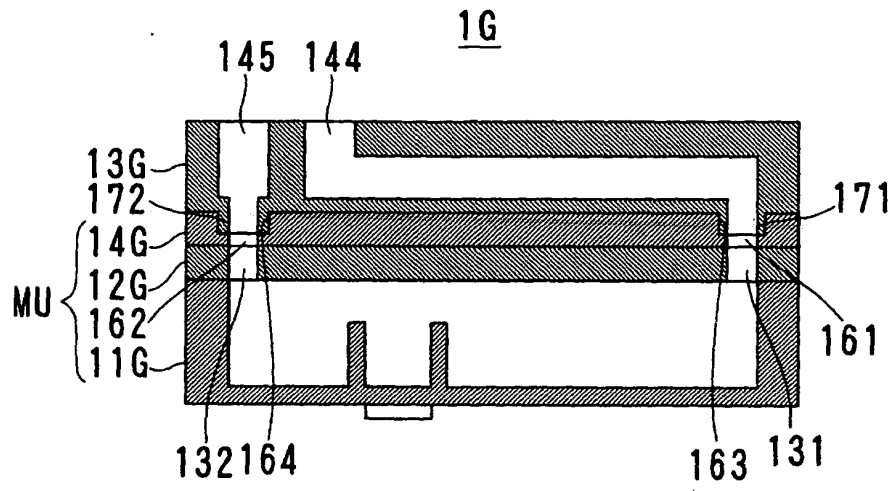
【図 12】



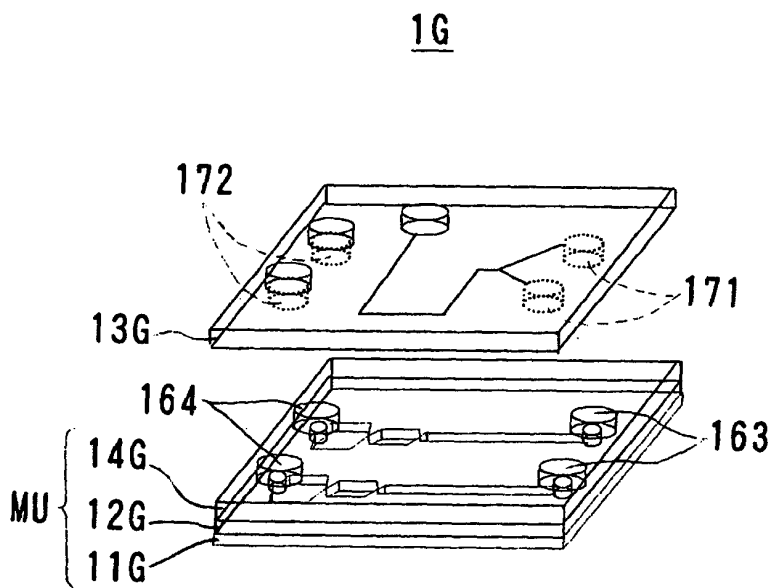
【図 13】



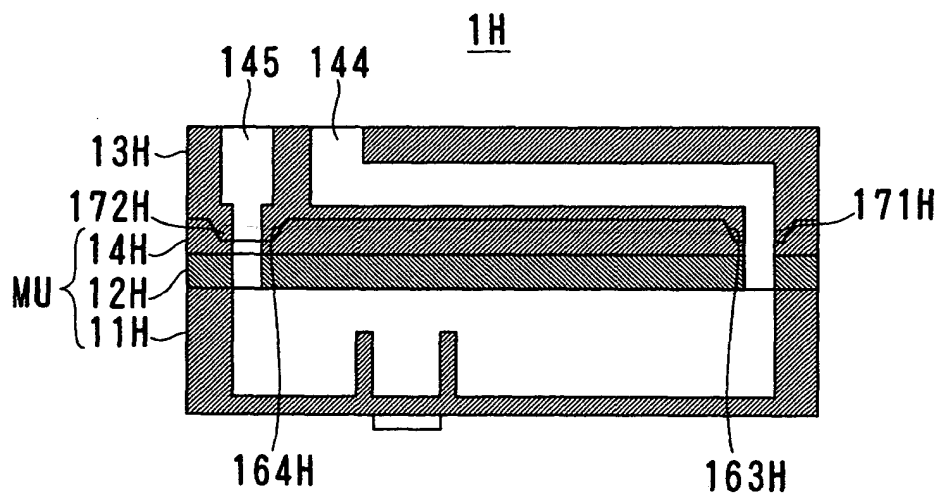
【図 14】



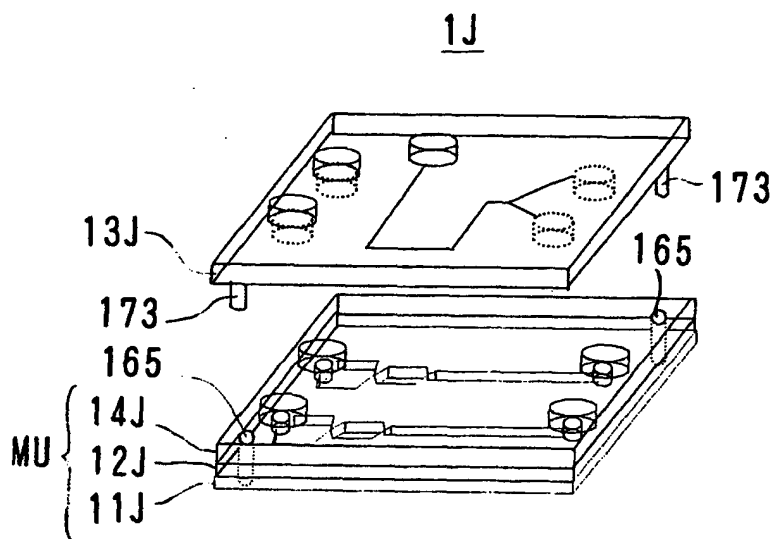
【図 15】



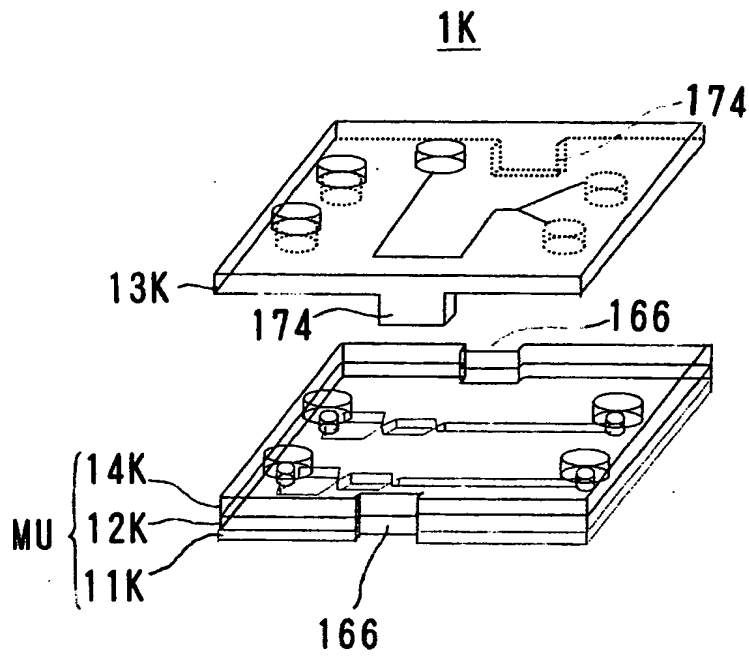
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 1 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】デッドボリウムが小さくてレスポンスが良好であり、分析または合成などの用途に応じて流路を容易に変更できるようにすること。

【解決手段】第 1 接合面 1 2 a、ポンプ機構 M P、およびポンプ機構 M P に連通しかつ第 1 接合面 1 2 a に開口する流路 1 3 1、1 3 2 が設けられたポンプユニット 1 1 および 1 2 と、第 1 接合面 1 2 a と接離可能に接合するための第 2 接合面 1 3 b、および第 2 接合面 1 3 b に開口してポンプユニット 1 2 の流路 1 3 1、1 3 2 に接続可能な流路 1 4 2、1 4 3、1 4 5、1 4 6 が設けられた流路ユニット 1 3 とを有し、第 1 接合面 1 2 a を構成する材料および第 2 接合面 1 3 b を構成する材料の少なくとも一方が自己シール性を有する弾性材料からなる。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[801000049]

1. 変更年月日

2001年 8月31日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都目黒区駒場四丁目6番1号

氏 名

財団法人生産技術研究奨励会

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000006079]

1. 変更年月日 1994年 7月20日

[変更理由] 名称変更

住 所 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル
氏 名 ミノルタ株式会社